Elektrokemijska stabilnost titanizirane kirurške mrežice u fiziološloj otopini

Ujević, Toma

Master's thesis / Diplomski rad

2015

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Split, School of Medicine / Sveučilište u Splitu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:171:866532

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

SVEUČILIŠTE U SPLITU
MEDICINSKI FAKULTET
UNIVERSITAS STUDIORUM SPALATENSIS
FACULTAS MEDICA

Repository / Repozitorij:

MEFST Repository

zir.nsk.hr

UNIVERSITY OF SPLIT

dabar
DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU
MEDICINSKI FAKULTET

Toma Ujević

ELEKTROKEMIJSKA STABILNOST TITANIZIRANE KIRURŠKE MREŽICE U FIZIOLOŠKOJ OTOPINI

Diplomski rad

Akademska godina: 2014./2015.

Mentor:

Prof. dr. sc. Zdravko Perko, dr. med.

U Splitu, srpanj 2015.

Sadržaj

1.UVOD.....5
1.1.Otvorena hernioplastika.....6
1.2. Endoskopska hernioplastika.....7
1.3. Mrežice.....8
1.3.1. Svojstva mrežice.....8
2. CILJ ISTRAŽIVANJA 9
3. MATERIJAL I METODE 11
3.1. Aparatura 12
3.1.1. Elekrokemijski reaktor.....13
3.2. Elektrode.....14
3.2.1. Priprema radne elektrode.....14
3.2.2. Protuelektroda i referentna elektroda.....15
3.3. Otopine elektrolita.....15
3.4. Metode mjerenja.....16
3.4.1. Metoda mjerenja potencijala otvorenog strujnog kruga.....16
3.4.2. Elektrokemijska impendacijska spektroskopija.....16
3.4.2.1 Teorijske osnove elektrokemijske impendacijske spektroskopije.....17
3.4.2.2. Impendacija i ekvivalentni krug elektrokemijske ćelije.....19
3.4.2.3. Prikaz rezultata u kompleksnoj ravnini impendacije.....20
3.4.2.4. Izvođenje impendacijskih mjerenja.....23
4. REZULTATI.....24
4.1. Potencijal otvorenog strujnog kruga.....25
4.2. Mjerenja metodom elektrokemijske impedancijske spektroskopije.....26
5. RASPRAVA.....30
5.1. Elektrokemijska stabilnost titanizirane mrežice u fiziološkoj otopini.....31
5.1.1. Potencijal otvorenog strujnog kruga (OCP).....31
5.1.2.Ispitivanja metodom elektrokemijske impedancijske spektroskopije.....31
5.2. Simulirani uvjeti upalnog procesa.....35
5.3. Mrežica s tkivnim ljepilom.....38
5.4. Titanizirane mrežice u kirurgiji.....40
5.5. Značaj ispitivanja stabilnosti titanizirane mrežice za njenu primjenu u kirurgiji...40
5.6. Usporedba rezultata sa drugim studijima.....41

6. ZAKLJUČAK.....42
7. POPIS CITIRANE LITERATURE.....44
8. SAŽETAK.....47
9. SUMMARY.....49
10. ŽIVOTOPIS.....51

ZAHVALA

Zahvaljujem svom mentoru prof. dr. sc. Zdravku Perku na strpljenju, vodstvu i pomoći pri izradi ovog diplomskog rada.

Srdačno zahvaljujem prof. dr. sc. Senki Gudić sa Kemijsko-tehnološkog fakulteta u Splitu na pomoći, susretljivosti i vremenu koje je izdvojila da bi ovaj rad lakše priveo kraju.

Želio bih se zahvaliti svojoj obitelji i kolegama koji su mi bili velika podrška tokom mog studiranja.

1.UVOD

1.1. Otvorena hernioplastika

Edoardo Bassini je prvi opisao novu operativnu metodu liječenja preponske kile. U njegovo vrijeme su operacije kile imale rizike poput operativnog mortaliteta od 7% i to na tada najboljoj Billroth-ovoj klinici, a postotci recidiva bili su veliki. Bassinijev princip sastojao se u zatvaranju kilnog otvora „sigurnim šavima“ postavljenim u skladu sa anatomskim elementima ingvinalnog kanala (1).

Na 227 operiranih kila opisao je samo jedan smrtni slučaj i rani recidiv u 2,l% slučajeva. Smanjenje smrtnosti bio je veliki uspjeh, ali su recidivi i dalje ostali prisutni u visokom postotku. Usprkos brojnim modifikacijama Bassinijeve operacije recidivi se kreću u rasponu od 4-20% (1,2).

Shouldice je našao najbolji način da se na najmanju moguću mjeru smanji problem napetosti šavova. On je uspio rekonstruirati stražnji zid ingvinalnog kanala raspoređujući napetost šavova u četiri sloja. Tako je recidiv nakon operacije kile snižen na 0,2 – l,5% (3).

Važnost rekonstrukcije defekta trbušnog zida bez napetosti prvi je spoznao Irving Lichtenstein 1974. godine. Za rekonstrukciju defekta primijenio je implantat od polipropilena. To je prvo bio cilindrični uložak koji se ulagao kroz kilni otvor u preperitonealni prostor i fiksirao s nekoliko pojedinačnih šavova. Iako su rezultati bili dobri, problem je bio što su se na taj način mogle izliječiti samo manje kile. Sintetska mrežica se počela koristiti u kirurgiji od 1950. god., no nije naišla na veću uporabu zbog reakcija na strano tijelo i na česte infekcije takvog implantata. S vremenom su testiranja mrežice pokazala dobre rezultate pa je Lichtenstein defekt unutarnjeg kilnog prstena i stražnjeg zida ingvinalnog kanala počeo rekonstruirati zakrpom od mrežice prosječne veličine 8x14 cm (4,5,6).

Od 1984. do 1995. god. operirao je 5000 primarnih ingvinalnih kila kod 4000 odraslih muškaraca. Od toga je 1000 bilo obostranih. Ukupno je 99% bolesnika operirano ambulantno u lokalnoj anesteziji. Prosječni boravak u bolnici bio je 2-3 sata, a povratak uobičajenim aktivnostima je bio od 2 dana do 2 tjedna nakon operacije. Unutar 6 godina bilo je ukupno 4 recidiva (0,l%). Ovime je ustanovljen novi način kirurškog razmišljanja o kili te je ustanovljena „era operacije kile bez napetosti“ (eng. *Tension*

free). Razvojem endoskopske tehnike ovakav način operiranja je potvrđen te je stvorena alternativa otvorenoj operaciji (7,8).

Metoda implantacije mrežice se i dalje nastavila razvijati i usavršavati. Gilbert je uložak formirao poput stošca koji se umeće u u unutarnji kilni prsten te poput čepa na boci onemogućava nastanak indirektne kile. Kod takve metode se najmanje remete anatomski odnosi u regiji, a potpuno se očuva mehanizam „kapka“ (eng. *Shutter*), odnosno uloga unutarnjeg prstena poput sfinktera. Rutkow i Robins te Trabucco su razvili bezšavnu tehniku dvostrukog implantata. Kod ovih operacija postavlja se mrežica – uložak preperitonealno i druga ravna mrežica pod vanjsku aponeurozu. Tako se liječe indirektne, direktne, femoralne i recidivne kile, kroz rez dug prosječno 6 cm, u lokalnoj ili epiduralnoj anesteziji. Operacija traje prosječno pola sata, poslijeoperacijska bol je minimalna i učestalost recidiva je ispod 1% (8,9).

1.2 Endoskopska hernioplastika

Nakon dobrih rezultata endoskopske kolecistektomije, kirurzi su počeli operirati preponske kile na ovaj način.

Kod ranijih operacija kila šivalo se tkivo i prisilno su se dovodila tkiva u novi položaj. Kod endoskopskih operacija otvor u transverzalnoj fasciji i sva mjesta postojećih ili mogućih kilnih otvora, prekrivaju se sintetskom neresorbirajućom mrežicom. Bez obzira o kojem se endoskopskom pristupu radi, mrežica se postavi u preperitonealni prostor. Sličnost sa otvorenim operacijama kila s ugradnjom sintetske mrežice je ta da su i ovo operacije bez napetosti. Kod svih ovih operacija mrežica u preperitonealnom prostoru je temelj za urastanje vezivnog tkiva. Tako mrežica i vezivna ploča sprječavaju prolazak peritoneja i nastanak nove kile. Titanske kvačice i sintetske mrežice se koriste već godinama i zna se da ne uzrokuju tegobe kod ljudi koji ih trajno nose u svome tijelu. Važno je napomenuti da mrežica pokriva sva mjesta na kojima je kila postojala, ali i ona mjesta gdje se kile tek mogu stvoriti (10,11,12).

1.3. Mrežice

Kirurška mrežica je medicinski uređaj koji se koristi za pružanje dodatne podrške oslabljenom ili oštećenom tkivu (13).

Mrežice za liječenje kila su se počele koristiti prije više od 50 godina. Danas je koncept liječenja kila mrežicom prihvaćen u većini zemalja te se pokazao kao najbolji kirurški postupak liječenja kila (14).

1.3.1. Svojstva mrežice

- Vlačna čvrstoća
- Veličina pora
- Težina
- Reaktivnost/biokompatibilnost
- Građa
- Skupljanje

Vlačna čvrstoća nam pokazuje koliku vlačnu silu može izdržati mrežica u abdominalnom zidu. Maksimalna sila se kod zdravih ljudi uglavnom mjeri kod kašljanja i skakanja, a računa se pomoću Laplaceovog zakona (15).

Pore moraju biti veće od 75μm kako bi se omogućila infiltracija makrofagima, fibroblastima, krvnim žilama i kolagenom. Poroznost je glavna odrednica reakcije mrežice sa okolnim tkivom (15,16).

Težina mrežice ovisi o masi polimera i o količini materijala koji se koristi. Najnovija generacija mrežica uključuje još lakše titan/propilen mrežice. Pri posljednjim randomiziranim kontroliranim studijima pokazale su brži oporavak od ostalih (17).

Moderni biomaterijali su fizički i kemijski inertni, nisu toksični i ne izazivaju imunogene reakcije, no ipak u tijelu izazivaju upalni odgovor koji se javlja kod stranog tijela u organizmu (18).

Mrežica može biti građena od monofilamenata, multifilamenata i zakrpa. Multifilamentna vlakna češće izazivaju upalu od ostalih (15).

Skupljanje nastaje zbog sraštavanja tkiva oko mrežice nakon ugradnje (15,18).

2.CILJ ISTRAŽIVANJA

Cilj istraživanja je ispitati elektrokemijsku stabilnost titanizirane kirurške mrežice u fiziološkoj otopini.

3. MATERIJALI I METODE

3.1. Aparatura

Mjerenja su provedena na kompjuteriziranoj aparaturi (slika 3.1) koja se sastojala od:

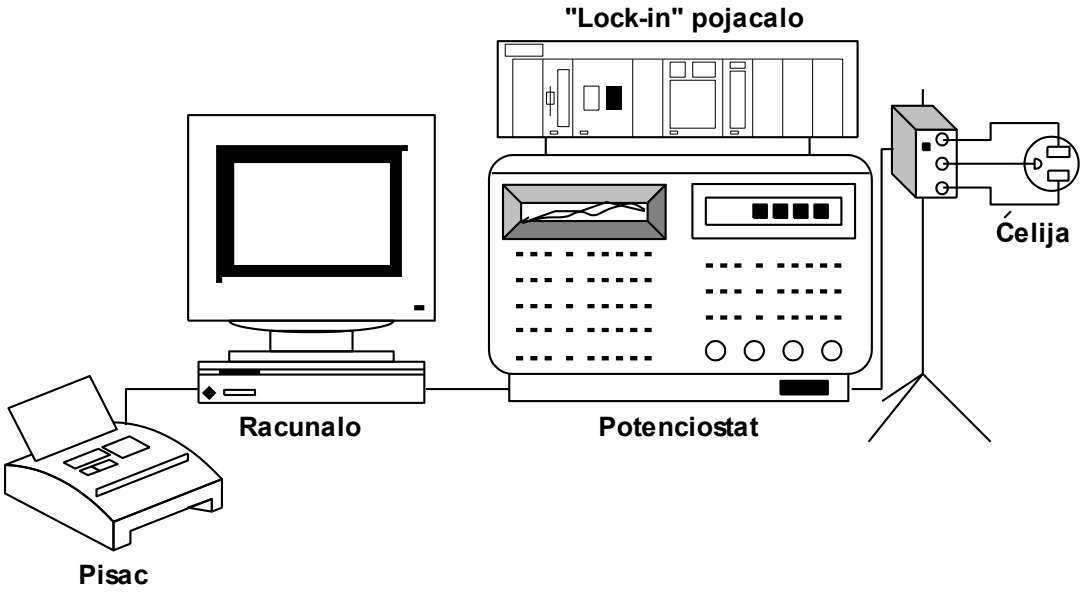
- elektrokemijskog reaktora,
- potenciostata/galvanostata EG&G PAR model 273A,
- "lock-in" pojačala (analizator frekvencija) EG&G PAR model M 5210,
- termostata,
- osobnog računala.

Potenciostat/galvanostat posjeduje vlastiti mikroprocesor i omogućava punu potenciostatsku kontrolu potencijala u rasponu od ± 10 V, odnosno galvanostatsku kontrolu struje u rasponu do ± 2 A.

„Lock-in" pojačalo je poseban tip izmjeničnog voltmetra koji omogućuje mjerenje amplitude niskog nivoa signala. On također posjeduje svoj vlastiti mikroprocesor za upravljanje i nadgledanje oscilatora u području frekvencija od 120 kHz do 0.5 Hz te kontrolu amplitude u rasponu od 0.1 mV do 3 V. Maksimalna mjerljiva impedancija ovog modela iznosi 100 MΩ.

Mjerenje, kao i pohranjivanje podataka, rađeno je pomoću gotovog programa dobivenog uz aparaturu putem računala: EG&G PAR M398 Electrochemical Impedance System.

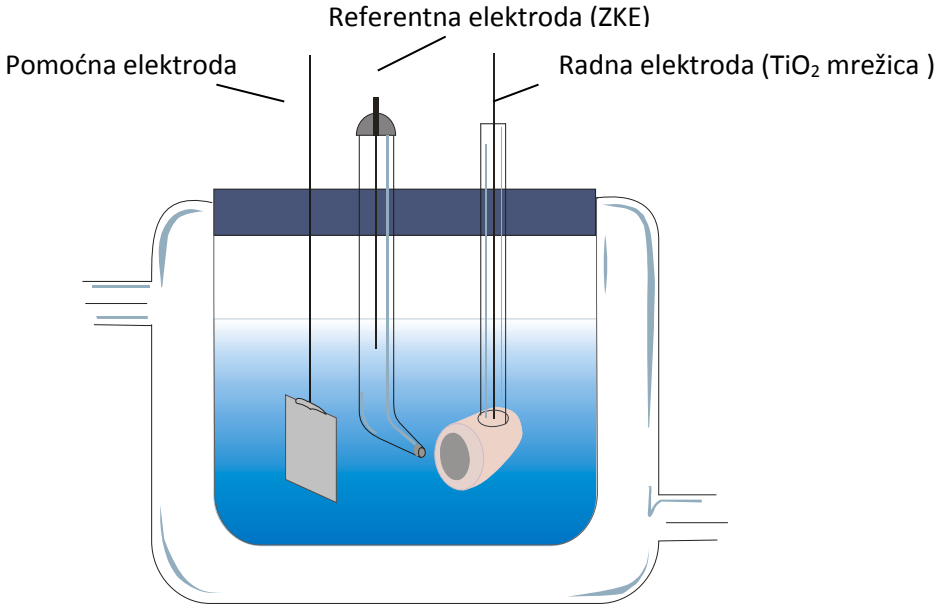
Kao izlazni uređaj za ispis podataka poslužio je pisač.



Slika 3.1. Shematski prikaz aparature za elektrokemijska mjerenja

3.1.1. Elektrokemijski reaktor

Mjerenja su izvedena u standardnom staklenom reaktoru (slika 3.2) u kojem su bile smještene radna elektroda (titanizirana mrežica), platinska protuelektroda i referentna elektroda. Za vrijeme mjerenja elektrode su uvijek imale isti položaj.
Dupla stijenka reaktora omogućavala je termostatiranje elektrolita vodom iz termostata. Mjerenja su provedena na temperaturi od 37 °C.



Slika 3.2. Elektrokemijski reaktor

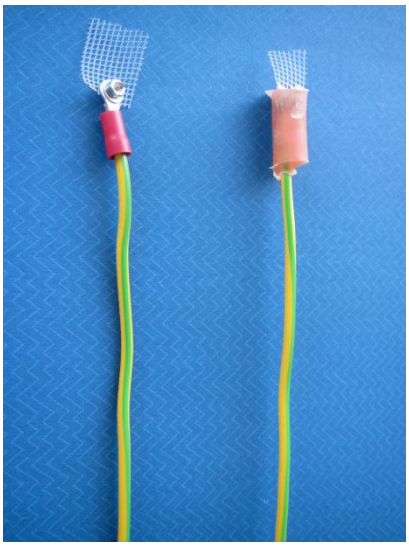
3.2. Elektrode

3.2.1. Priprema radne elektrode

Sva ispitivanja u ovom radu provedena su na komercijalnoj titaniziranoj mrežici.

Od standardne mrežice izrezan je uzorak dimenzija 2 cm × 2 cm, a kontakt je ostvaren pomoću izolirane bakrene žice koja je pričvršćena za mrežicu metalnim vijkom i maticom (slika 3.3). Na tako pripremljenoj radnoj elektrodi, kontakt je zaštićen epoksi smolom.

Neposredno prije izvođenja mjerenja, radna elektroda je odmašćena u 90 %-tnom etilnom alkoholu te postavljena u elektrokemijski reaktor.



Slika 3.3. Kontakt na radnoj elektrodi

3.2.2. Protuelektroda i referentna elektroda

Za uspješno provođenje mjerenja, a naročito mjerenja impedancije, potrebno je osigurati pravilan raspored strujnica u električnom polju i zanemarivo malu impedanciju protuelektrode. Naime, ako se upotrijebi protuelektroda velike površine u odnosu na površinu radne elektrode, impedancija protuelektrode može se smatrati zanemarivo malom. Za sva mjerenja upotrijebljena je protuelektroda izrađena od platinskog lima geometrijske površine 9.5 cm^2. Za vrijeme mjerenja protuelektroda je postavljena nasuprot radnoj elektrodi, čime je postignuto simetrično električno polje.
Kao referentna elektroda upotrijebljena je zasićena kalomel elektroda (ZKE). Ona je smještena u Luggin kapilaru čiji je vrh bio maksimalno priljubljen uz površinu radne elektrode.

3.3. Otopine elektrolita

Kao osnovni elektrolit za sva mjerenja korištena je standardna fiziološka otopina sastava: (0,9% NaCl + pomoćne tvari: voda i benzalkonijev klorid) pH fiziološke otopine iznosio je 6.5.

Pri ispitivanju simuliranih upalnih procesa korištena je fiziološka otopina niže pH vrijednosti, tj. 5.5. Ova otopina pripremljena je podešavanjem pH vrijednosti dodavanjem određene količine 0.1 M HCl otopine u izvornu fiziološku otopinu. pH novonastale otopine provjeravan je pH-metrom marke Mettler Toledo SevenMulti.

3.4. Metode mjerenja

Ispitivanja elektrokemijskog ponašanja medicinske titanizirane mrežice u fiziološkoj otopini provedena su:

- metodom mjerenja potencijala otvorenog strujnog kruga,
- metodom elektrokemijske impedancijske spektroskopije (EIS).

3.4.1. Metoda mjerenja potencijala otvorenog strujnog kruga

Ovim se mjerenjem određuje napon galvanskog članka sastavljenog od ispitivane elektrode (TiO_2 mrežica) i referentne elektrode (ZKE) koja ima stalan i definiran potencijal. Mjerenja su provedena u fiziološkoj otopini pri 37 ^oC kroz vremenski period od 30 dana. Nakon pripreme radna elektroda je postavljena u elektrokemijsku ćeliju. Svakih 24 h bilježena je vrijednost potencijala otvorenog strujnog kruga, tj. vrijednost napona koja se u otopini elektrolita uspostavlja između radne i referentne elektrode. Mjerenja su provedena i u fiziološkoj otopini niže vrijednosti pH, tj. 5.5.

3.4.2. Elektrokemijska impedancijska spektroskopija

Elektrokemijska impedancijska spektroskopija (EIS) je uobičajena tehnika pomoću koje se s velikim uspjehom istražuju elektrokemijski procesi i nastale promjene na granici faza. Ovom tehnikom se na sustav djeluje signalom izmjeničnog napona ili izmjenične struje (ac signalom) vrlo male amplitude u širokom području frekvencija, a odziv sustava je kompleksna veličina impedancije. Primjenom elektrokemijske impedancijske

spektroskopije, u istraživanju korozijske kinetike, dolaze do izražaja električna svojstva interfazne granice između površine uzorka i elektrolita. Električna svojstva granice faza mogu se predočiti ekvivalentnim krugom sastavljenim od otpornika, kondenzatora, zavojnice itd.

Da bi se analizirao frekvencijski odziv sustava ekvivalentnim krugom, općenito moraju biti prihvaćena četiri uvjeta:

- odziv sustava mora biti uzrokovan samo *ac* pobudom,
- odziv sustava mora biti neovisan o amplitudi *ac* signala pobude,
- odziv sustava je konačan za $\omega \to 0$ i $\omega \to \infty$ (ω je kružna frekvencija),
- sustav se ne mijenja nakon primjene *ac* signala.

3.4.2.1. Teorijske osnove elektrokemijske impedancijske spektroskopije

Teorija elektrokemijske impedancije poseban je dio teorije izmjeničnih struja, koja opisuje odzive strujnog kruga na izmjenični napon ili struju u funkciji frekvencije.

U teoriji istosmjernih struja otpor je definiran Ohmovim zakonom:

$$E = IR \tag{3.1}$$

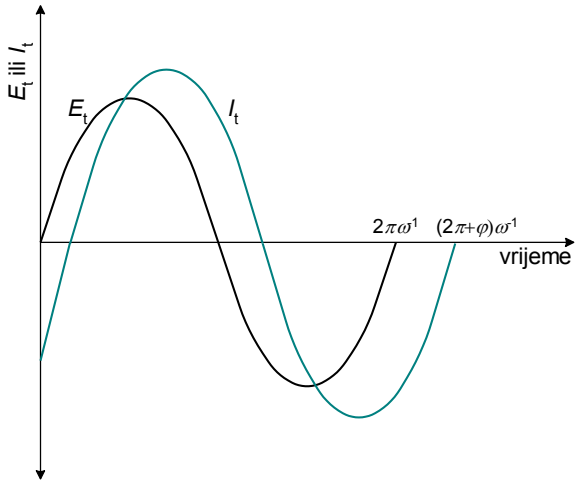
gdje je E potencijal, I je struja i R otpor.

Za razliku od istosmjernih struja gdje je frekvencija jednaka nuli, kod izmjeničnih struja frekvencija je različita od nule pa je analogna jednadžba:

$$E = IZ \tag{3.2}$$

Z je Faradayska impedancija koja je ekvivalentna otporu kod istosmjerne struje.

Sljedeća slika prikazuje tipičnu sinusoidalnu krivulju potencijala E kroz dati krug i rezultirajuću struju, I. Krivulje za E i I se razlikuju po amplitudi i po vremenu su pomaknute jedna od druge, tj. Nisu u fazi (među njima postoji fazna razlika, φ).



Slika 3.5. Sinusoidalni val za narinuti potencijal (E) i rezultirajuću struju (I).

Strujni sinusiodalni val se može opisati jednadžbom:

$$I_t = I_m \sin(\omega t + \varphi) \qquad (3.3)$$

gdje je I_t trenutačna, a I_m maksimalna vrijednosti izmjenične struje (ili amplituda). ω je kružna frekvencija vala ($\omega = 2\pi f$), f frekvencija, t vrijeme, a φ fazni kut).

Vektorska analiza omogućava prikladnu metodu karakterizacije *ac* krivulja. Ona opisuje val pomoću njegove amplitude i faznih karakteristika. Strujni vektor se može grafički opisati kao vektor definiran faznim kutom (φ) i veličinom struje (I) te osima koje su definirane kao realna (I_{re}) i imaginarna (I_{im}) što je uobičajeno u numeričkoj analizi.

Vektori se prikazuju kompleksnim brojevima. *Ac* strujni vektor se može definirati kao zbroj realne i imaginarne komponente:

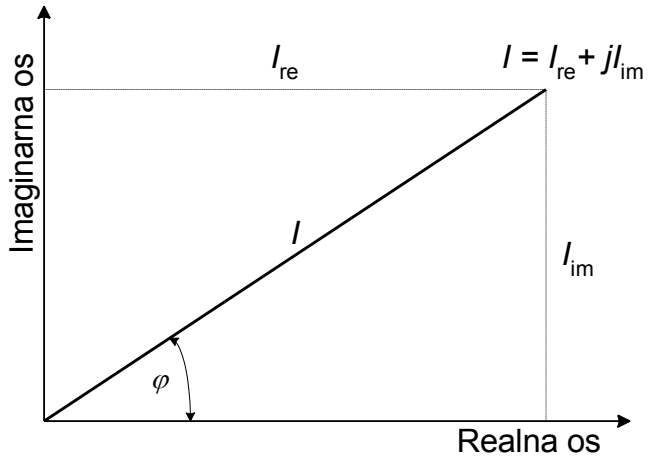
$$I_{uk} = I_{re} + jI_{im} \qquad \text{gdje je } j = \sqrt{-1}\,. \qquad (3.4)$$

Realna i imaginarna komponenta potencijalnog i strujnog vala definirana je s obzirom na neki referentni val. Referentna komponenta je u fazi sa referentnim valom, a imaginarna komponenta je 90 stupnjeva van faze. Prema jednadžbi (2.4) moguće je izračunati vektor impedancije:

$$Z_{\mathrm{uk}} = \frac{E_{\mathrm{uk}}}{I_{\mathrm{uk}}} = \frac{E_{\mathrm{re}} + jE_{\mathrm{im}}}{I_{\mathrm{re}} + jI_{\mathrm{im}}} \tag{3.5}$$

pa slijedi da je:

$$Z_{\mathrm{uk}} = Z_{\mathrm{re}} + jZ_{\mathrm{im}} \tag{3.6}$$



Slika 3.6. Vektor opisan realnim I_{re} i imaginarnim I_{im} koordinatama.

Prema slici 3.6 apsolutna vrijednost impedancije (radijus vektora) i fazni kut su:

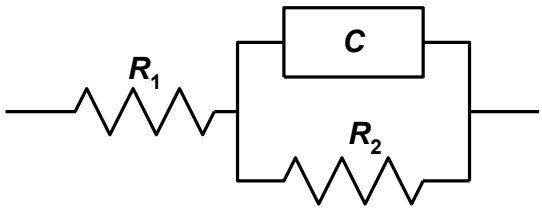
$$|Z| = \sqrt{(Z_{\mathrm{re}})^2 + (Z_{\mathrm{im}})^2} \tag{3.7}$$

$$\tan\varphi = -Z_{\mathrm{im}} / Z_{\mathrm{re}} \tag{3.8}$$

3.4.2.2. Impedancija i ekvivalentni krug elektrokemijske ćelije

Svaka elektrokemijska ćelija može se predočiti ekvivalentnim električnim krugom sastavljenim od otpornika i kondenzatora. Ekvivalentni krug daje strujni odziv iste amplitude i faznog pomaka kao elektrokemijska ćelija kada se na nju narine sinusni napon male amplitude.

Pri protjecanju struje kroz elektrokemijsku ćeliju dolazi do promjene razlike potencijala na granici faza radna elektroda-otopina. Granična površina pokazuje pojavu električnog otpora, pri čemu je, za razliku od običnog konstantnog otpora, električni otpor elektrode funkcija potencijala. Ovaj električni otpor elektrode naziva se još i faradayski otpor, R_2. Ako se podsjetimo da granična površina, zbog elektrokemijskog dvosloja, ima i osobine električnog kondenzatora specifičnog kapaciteta, neposredno slijedi da se električne osobine elektrode mogu prikazati ekvivalentnim električnim krugom, sastavljenim od paralelno povezanog kondenzatora, C, koji ima kapacitet elektrokemijskog dvosloja, i specifičnog otpornika, R_2, koji ima svojstva faradajskog otpora reakcije i odgovara otporu prijenosa naboja (slika 3.7). R_1 je otpor elektrolita i jedina je komponenta otpora koja je konstantna i ne ovisi o jakosti struje.



Slika 3.7. Električni ekvivalentni krug jednostavne elektrokemijske ćelije.

3.4.2.3. Prikaz rezultata u kompleksnoj ravnini impedancije

Po završetku mjerenja, kod svake pobudne frekvencije dostupni su sljedeći podaci:

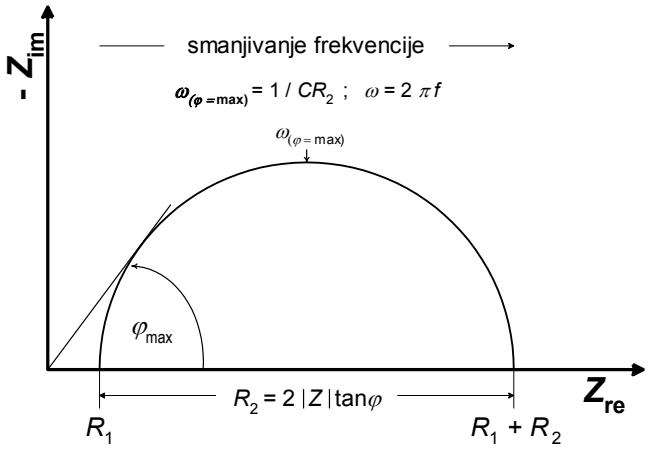
- realna i imaginarna komponenta potencijala (E_{re} i E_{im}),
- realna i imaginarna komponenta struje (I_{re} i I_{im}).

Iz ovih podataka se kod svake pobudne frekvencije može izračunati fazni kut, φ, i ukupna impedancija, Z. Rezultati se najčešće prikazuju u Nyquist i Bode dijagramima.

Nyquist dijagram

Slika 3.8 predstavlja popularni oblik prikazivanja impedancijskih spektara, tzv. Nyquistov dijagram. Ovaj dijagram poznat je i kao Cole dijagram. Nyquistov dijagram predstavlja ovisnost imaginarne komponente impedancije, Z_{im}, prema realnoj komponenti, Z_{re}, za svaku pobudnu frekvenciju.

Odziv sustava za elektrodu koju možemo prikazati Radlensovim ekvivalentnim krugom je polukrug koji siječe realnu os impedancije kod visokih i niskih frekvencija. Sjecišta polukruga s realnom komponentom impedancije omogućavaju određivanje otpora elektrolita (kod visokih frekvencija) i faradajskog otpora (kod niskih frekvencija). U ovom slučaju imaginarna komponenta impedancije je jako mala, fazni kut blizu 0^o, a impedancija ne ovisi o frekvenciji. Između ove dvije granične točke do izražaja dolazi imaginarni udio u impedanciji, odnosno njen kapacitivni učinak. Fazni kut više nije nula, a vrijednost mu se mijenja s frekvencijom.



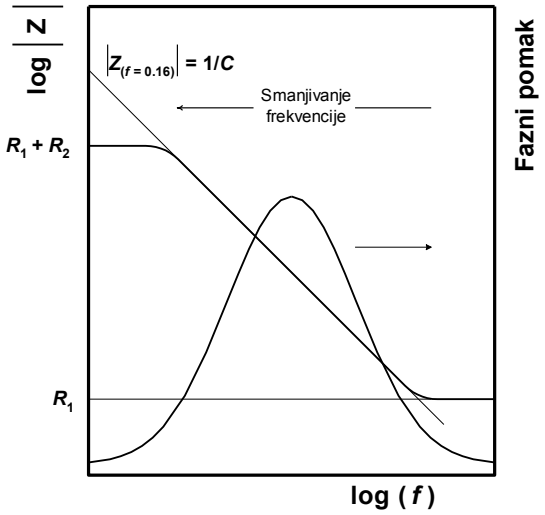
Slika 3.8. Nyquistov dijagram za jednostavni elektrokemijski sustav

Frekvencija koja odgovara vrhu polukruga, odnosno frekvencija kod koje fazni pomak ima maksimalnu vrijednost može poslužiti za određivanje kapaciteta dvosloja:

$$\omega_{(\varphi=\max)} = \frac{1}{CR_2} \qquad (3.9)$$

Bode dijagram

Na slici 3.9 prikazan je Bodeov dijagram za jednostavni Randlesov ekvivalentni krug. Dijagramom se prikazuju ovisnosti apsolutne vrijednosti impedancije i faznog pomaka o logaritmu frekvencije (ili logaritmu kružne frekvencije).



Slika 3.9. Bode dijagram za jednostavni elektrokemijski sustav

Uočavaju se dva platoa: jedan u području niskih frekvencija i drugi u području visokih frekvencija. Platoi određuju komponente omskog otpora u sustavu, tj. R_1 kod visokih frekvencija i $R_1 + R_2$ kod niskih frekvencija. U području srednjih frekvencija primjećuje se linearna ovisnost impedancije o frekvenciji uz karakterističan nagib Bodeovog pravca -1. Ovo područje frekvencija određeno je kapacitetom elektrokemijskog dvosloja, čiju je vrijednost moguće odrediti produživanjem Bodeovog pravca do sjecišta s apsolutnom vrijednosti impedancije pri $\omega = 1$ (odnosno $f = 0.16$ Hz):

$$|Z_{(f=0.16)}| = \frac{1}{C} \qquad (3.10)$$

Bode grafički prikaz nudi uvid u ovisnost faznog kuta o logaritmu frekvencije. Vidljivi su fazni pomaci od približno 0^o kod visokih i niskih frekvencija. U području srednjih vrijednosti frekvencija jača imaginarni, tj. kapacitivni dio impedancije.

Kapacitet dvosloja može se odrediti iz frekvencije kod koje je fazni pomak maksimalan:

$$\omega_{(\varphi=\max)} = \sqrt{(\frac{1}{C} + R_2)(1 + \frac{R_2}{R_1})} \qquad (3.11)$$

3.4.2.4. Izvođenje impedancijskih mjerenja

Mjerenjem impedancije ispitan je utjecaj vremena stabilizacije (do 35 dana) na elektrokemijsko ponašanje TiO_2 mrežice u standardnoj fiziološkoj otopini te u fiziološkoj otopini snižene pH vrijednosti. Impedancijski spektri snimani su na potencijalu otvorenog strujnog kruga u vremenskim razmacima od 7 dana. Mjerenja su provedena u području frekvencija od 100 kHz do 30 mHz uz amplitudu izmjeničnog signala od 5 mV.

Rezultati mjerenja prikazani su u Nyquist i Bode kompleksnim ravninama. Prema dobivenim rezultatima pretpostavljen je ekvivalentni krug. Matematičko usklađivanje impedancijskog spektara s pretpostavljenim ekvivalentnim krugom obavljeno je pomoću kompjuterskog programa EQUIVCT, koji se temelji na metodi nelinearnih najmanjih kvadrata.

Na ovaj način određene su numeričke vrijednosti za pojedine elemente u ekvivalentnom krugu (otpor prijenosu naboja, kapacitet elektrokemijskog dvosloja, polarizacijski otpor te induktivitet), čime je upotpunjena fizikalna slika promatranog sustava TiO_2 /fiziološka otopina.

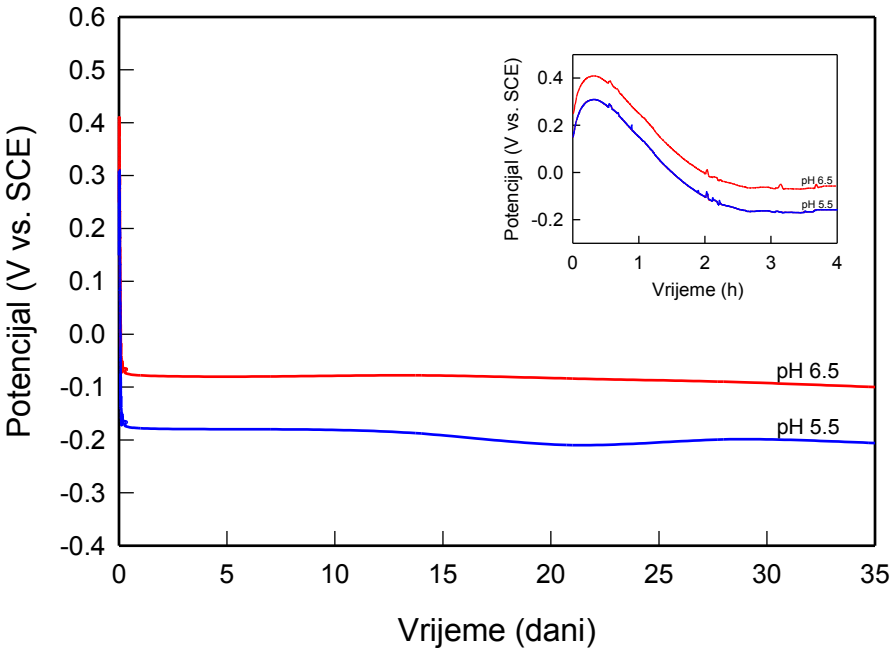
Jedan manji dio mjerenja proveden je na uzorku titanizirane mrežice na koju je naneseno tkivno ljepilo. Odmah po nanošenju ljepila, mrežica je uronjena u otopinu fiziološke otopine te su kroz vremenski period od 7 dana snimani impedancijski spektri.

4. REZULTATI

4.1. Potencijal otvorenog strujnog kruga (OCP)

Na slici 4.1 prikazana je vremenska promjena potencijala otvorenog strujnog kruga (OCP) titanizirane mrežice u standardnoj fiziološkoj otopini (pH 6.5) te u fiziološkoj otopini snižene pH vrijednosti (pH 5.5) pri 37°C.

Može se vidjeti da se elektrodni potencijal pomiče prema negativnijim vrijednostima, a stabilna vrijednost od ≈ -0.10 V postiže se već nakon 2 h izlaganja elektrolitu.

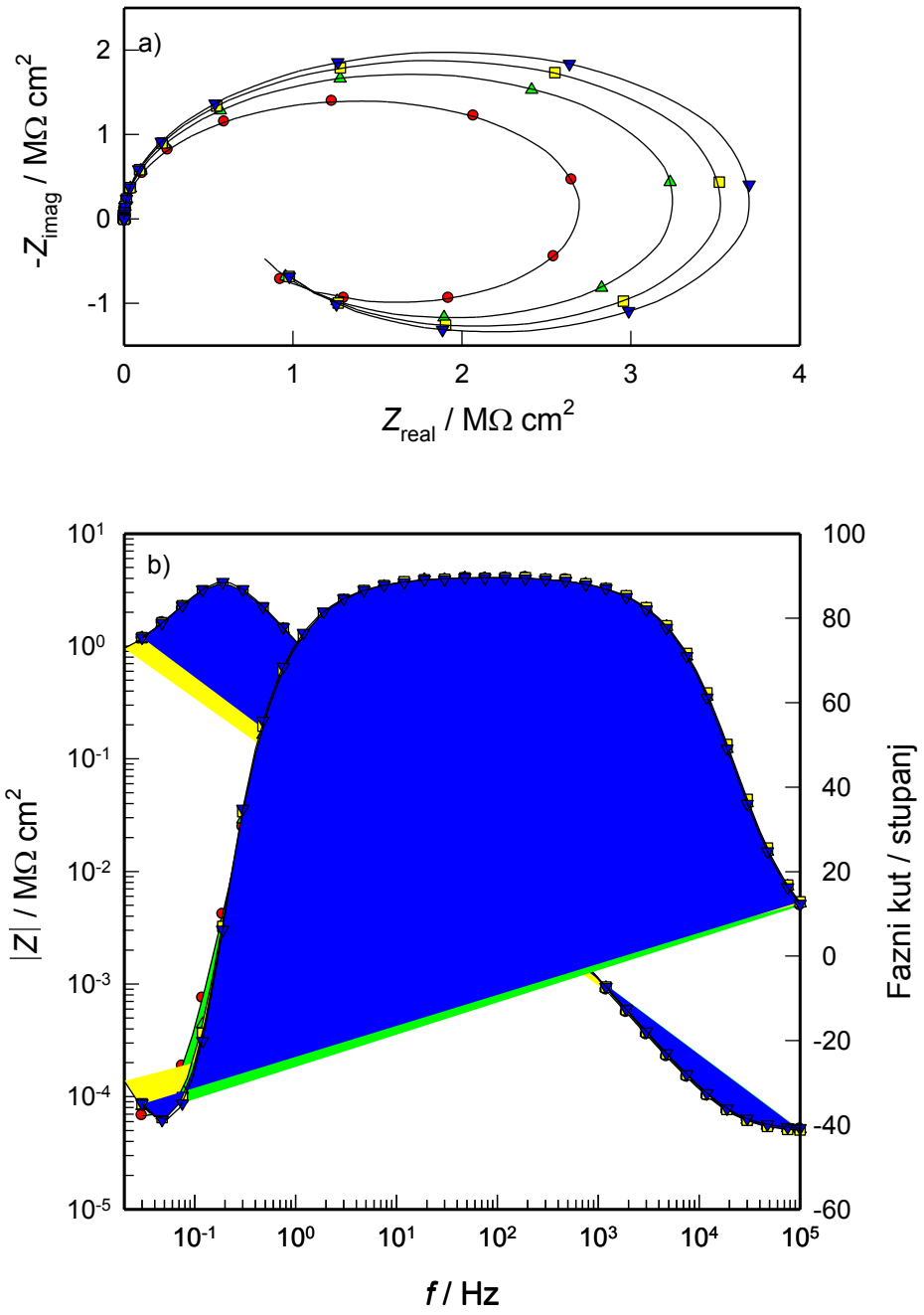


Slika 4.1. Vremenska promjena potencijala otvorenog strujnog kruga TiO_2-mrežice u fiziološkoj otopini različite pH vrijednosti pri 37°C

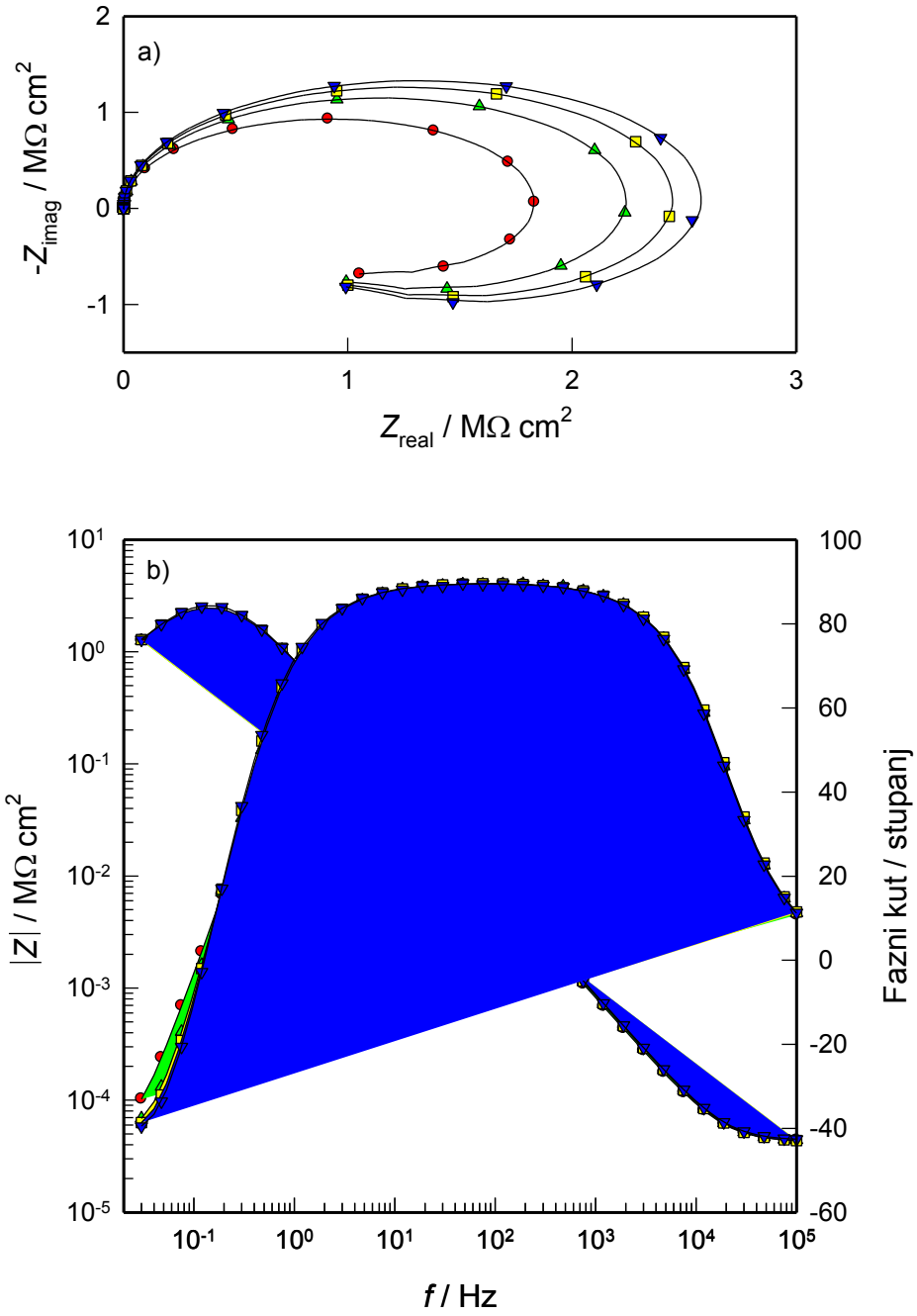
Sniženje pH vrijednosti otopine elektrolita uzrokuje pomicanje OCP-a prema negativnijim vrijednostima. Nakon 2 sata potencijal mrežice u fiziološkoj otopini snižene pH vrijednosti iznosi ≈ -0.20 V, što je ≈ 0.1 V negativnije nego u osnovnom elektrolitu.

4.2. Mjerenja metodom elektrokemijske impedancijske spektroskopije

Slike 4.2 i 4.3 prikazuju impedancijske spektre snimljene na TiO_2-mrežici kod različitih vremena stabilizacije na potencijalu otvorenog strujnog kruga (OCP) u standardnoj fiziološkoj otopini (pH 6.5) te u fiziološkoj otopini snižene pH vrijednosti (pH 5.5) pri 37^{o}C. Rezultati mjerenja prikazani su u Nyquist i Bode kompleksnim ravninama.
U oba promatrana slučaja, uočava se lagani porast impedancije s vremenom.



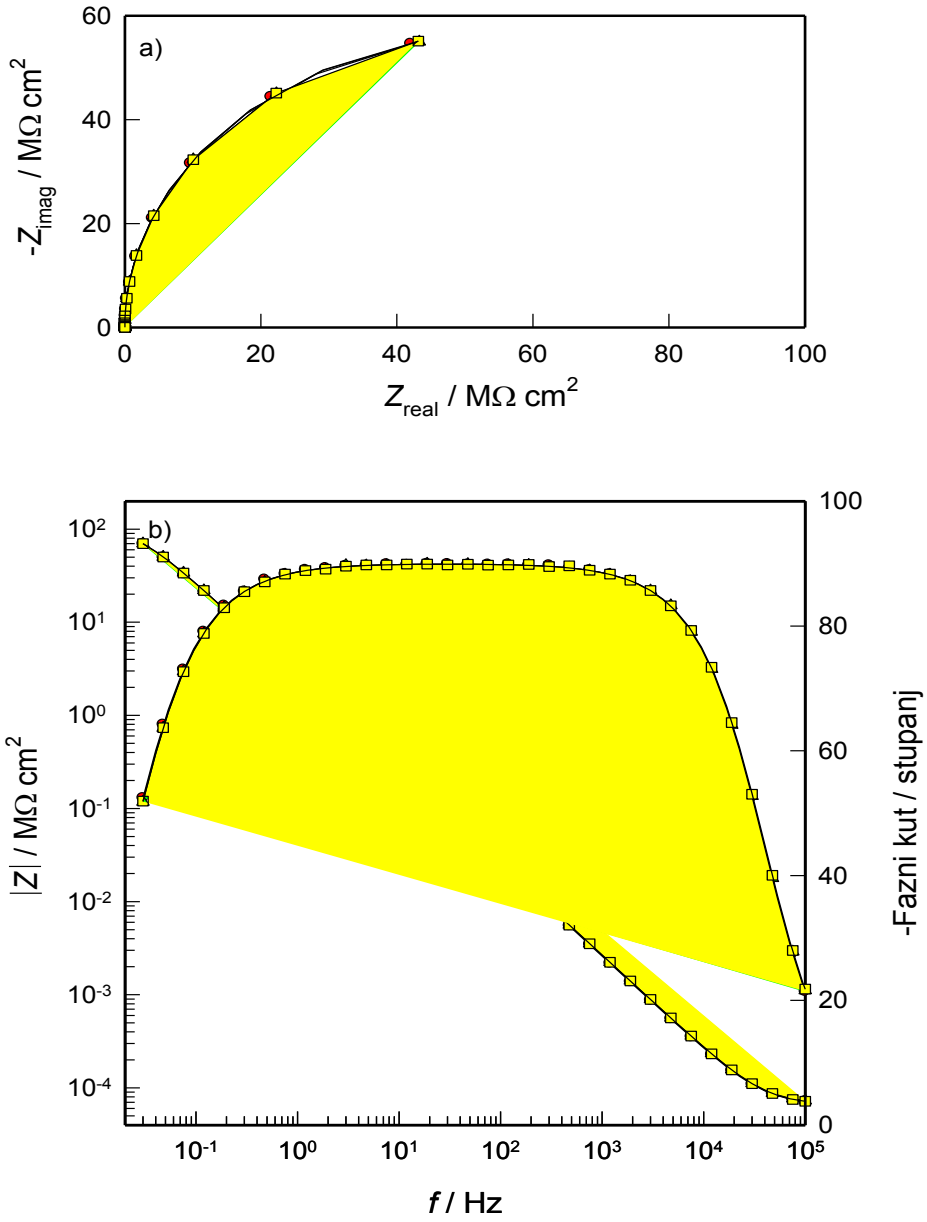
Slika 4.2. Nyquistov (a) i Bodeov (b) prikaz impedancijskih spektara za TiO_2-mrežicu u fiziološkoj otopini (pH 6.5) kod različitih vremena stabilizacije na OCP-u: (●) 1 h, (▲) 7 dana, (■) 21 dan i (▼) 35 dana



Slika 4.3 Nyquistov (a) i Bodeov (b) prikaz impedancijskih spektara za TiO_2-mrežicu u fiziološkoj otopini (pH 5.5) kod različitih vremena stabilizacije na OCP-u: (●) 1 h, (▲) 7 dana, (■) 21 dan i (▼) 35 dana

Slika 4.4 prikazuju impedancijske spektre snimljene na TiO_2-mrežici na koju je naneseno tkivno ljepilo. Mjerenja su provedena kod različitih vremena stabilizacije na OCP-u u standardnoj fiziološkoj otopini (pH 6.5).

Uočavaju se izrazito visoke vrijednosti impedancije, koje se u osnovi ne mijenjaju s vremenom izlaganja elektrode otopini elektrolita.



Slika 4.4. Nyquistov (a) i Bodeov (b) prikaz impedancijskih spektara za TiO_2-mrežicu + tkivno ljepilo u fiziološkoj otopini (pH 6.5) kod različitih vremena stabilizacije na OCP-u: (●) 1 h, (▲) 3 dana i (■) 7 dana

5. RASPRAVA

5.1. Elektrokemijska stabilnost titanizirane mrežice u fiziološkoj otopini

5.1.1. Potencijal otvorenog strujnog kruga (OCP)

Izmjerena vrijednost potencijala otvorenog strujnog kruga ovisi o eksperimentalnim uvjetima; karakteristikama otopine, metala, o stanju površine ispitivanog metalnog uzorka te o vremenu kroz koje je uzorak uronjen u otopinu. Nakon nekog vremena (nakon nekoliko sati ili čak dana) vrijednost potencijala otvorenog strujnog kruga će se ustaliti (19).

Na slici 4.1 prikazana je vremenska promjena potencijala otvorenog strujnog kruga (OCP) titanizirane mrežice u standardnoj fiziološkoj otopini (pH 6.5) te u fiziološkoj otopini snižene pH vrijednosti (pH 5.5) pri 37^{o}C.

Odmah po uranjanju TiO_2 mrežice u fiziološku otopinu pH 6.5 postiže se potencijal od ≈ 0.25 V. Potencijal mrežice tijekom prvih pola sata raste do 0.4 V, nakon čega dolazi do njegovog pada. Stabilna vrijednost od približno ≈ -0.1 V uspostavlja se nakon 2 sata, te ostaje konstantna kroz cijelo vrijeme promatranja uzorka (35 dana).

Promjena potencijala posljedica je formiranja elektrokemijskog dvosloja na površini mrežice. Nakon početne adsorpcije monosloja vode (voda se na površini mrežice veže odgovarajućim dipolom), na površinu se mogu adsorbirati i ostali ioni iz otopine elektrolita. Naročiti afinitet prema metalnoj podlozi imaju anioni, kao što su Cl^- ioni. Cl^- ioni ugrađuju se u unutarnji dio elektrokemijskog dvosloja, specifično se adsorbiraju na površinu mrežice te joj predaju svoj naboj, što izaziva pomicanje potencijala prema negativnijim vrijednostima (20).

5.1.2.Ispitivanja metodom elektrokemijske impedancijske spektroskopije

Da bi se dobila fizikalna slika promatranog sustava i objasnili svi procesi na granici faza titanizirana mrežica / fiziološka otopina izvedena su mjerenja impedancije.

Elektrokemijska impedancijska spektroskopija (EIS) je uobičajena tehnika pomoću koje se s velikim uspjehom istražuju elektrokemijski procesi i nastale promjene na granici faza. Ovom tehnikom se na sustav djeluje signalom izmjeničnog napona ili izmjenične struje (*ac* signalom) vrlo male amplitude u širokom području frekvencija, a odziv

sustava je kompleksna veličina impedancije. Primjenom elektrokemijske impedancijske spektroskopije dolaze do izražaja električna svojstva interfazne granice između površine uzorka i elektrolita. Električna svojstva granice faza mogu se predočiti ekvivalentnim krugom sastavljenim od otpornika, kondenzatora, zavojnice itd. (21).

Na slici 4.2 prikazani su impedancijski spektri snimljeni na TiO_2-mrežici kod različitih vremena stabilizacije na potencijalu otvorenog strujnog kruga (OCP) u standardnoj fiziološkoj otopini (pH 6.5). Rezultati mjerenja prikazani su u Nyquist i Bode kompleksnim ravninama.

U Nyquist kompleksnoj ravnini (Z_{imag} vs. Z_{real}) uočava se postojanje dviju vremenskih konstanti (ili petlji) čiji dijametri lagano rastu s vremenom stabilizacije na OCP-u.

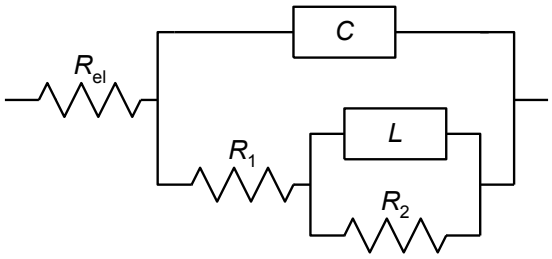
- *Kapacitivna vremenska konstanta u području visokih frekvencija* (iz maksimuma imaginarne komponente impedancije ($-Z_{imag}$) dobivaju se podaci o kapacitivnom ponašanju mrežice, dok sjecišta polukruga s realnom komponentom impedancije (Z_{real}) omogućavaju određivanje otpora elektrolita (kod visokih frekvencija) i otpora granične površine (kod nižih frekvencija). Kapacitivna svojstava granične površine određena su serijskim spojem kapaciteta TiO_2 filma te kapaciteta elektrokemijskog dvosloja (koji se na površini mrežice formira adsorpcijom molekula vode).
- *Induktivna vremenska konstanta u području niskih frekvencija* (maksimum imaginarne komponente impedancije određuje induktivno ponašanje mrežice, pri čemu je pripadajući otpor određen dijametrom induktivnog polukruga. Induktivno ponašanje sustava posljedica je relaksacijskih procesa adsorbiranih specija iz otopine elektrolita na površinu mrežice).

U Bode kompleksnoj ravnini (slika 4.2b) prikazane su ovisnosti apsolutne vrijednosti impedancije i faznog pomaka o logaritmu frekvencije (log $|Z|$ vs. Log f i fazni kut vs. Log f). Uočavaju se dva platoa: jedan u području visokih frekvencija i drugi u području srednjih frekvencija. Oni određuju komponente Ohmskog otpora u sustavu mrežica/fiziološka otopina. Tako je, na platou kod visokih frekvencija (f > 10 kHz) u ukupnoj impedanciji dominantan otpora elektrolita, a fazni pomak, θ, između struje i napona poprima vrijednost od $\approx 10^o$ (22).

S druge strane, u području niskih frekvencija (f < 1 Hz) ukupna impedancija određena je sumom svih ohmskih otpora sustava. Kod srednjih frekvencija (10 kHz > f > 1 Hz) do

izražaja dolazi kapacitivno ponašanje elektrode, koje je određeno dielektričnim svojstvima TiO_2 i elektrokemijskog dvosloja ($\theta \approx 90°$).

U području frekvencija $f < 0.5$ Hz uočavaju se negativne vrijednosti faznog pomaka što ukazuje na induktivno ponašanje sustava. Uzroci postojanja induktivne vremenske konstante još su uvijek nejasni. Kao što smo već rekli, ono je najvjerojatnije uzrokovano relaksacijskim procesima adsorbiranih specija na granici faza mrežica/fiziološka otopina. Fazni pomak između struje i napona poprima negativne vrijednost ($\approx -40^o$). Analizom Nyquistovih i Bodeovih dijagrama ustanovljeno je da se dobiveni rezultati najbolje mogu opisati ekvivalentnim krugom prikazanim na slici 5.1.



Slika 5.1. Primijenjeni ekvivalentni krug

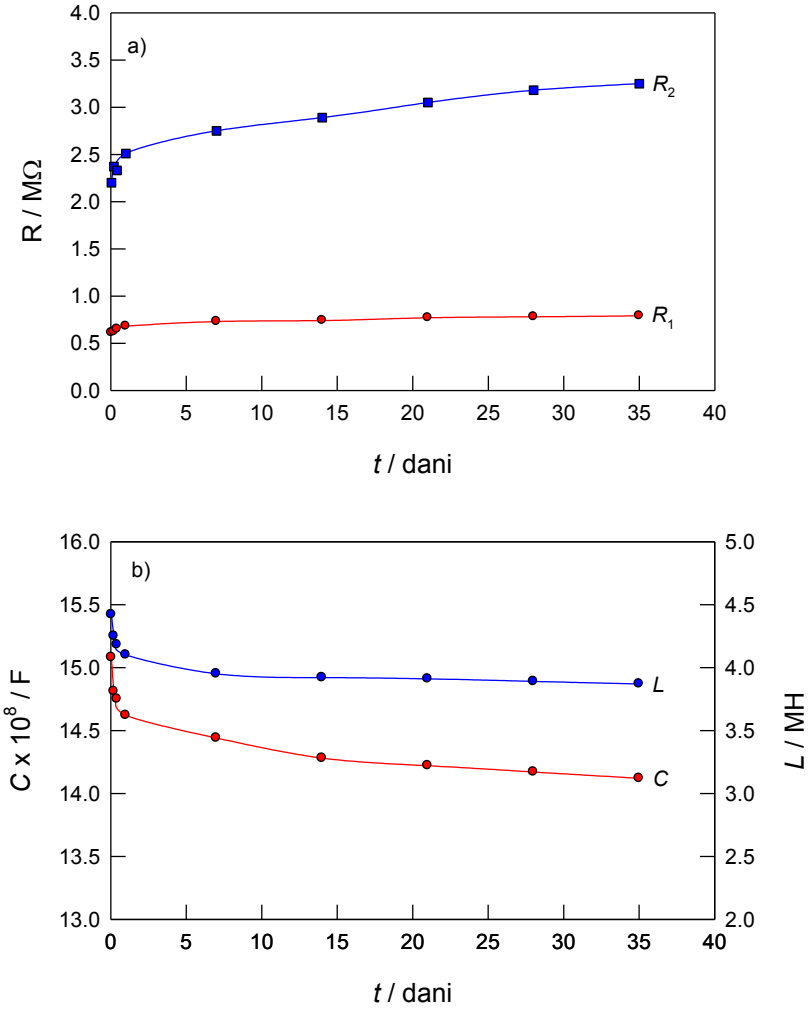
Krug se sastoji od kapaciteta C, spojenog paralelno sa serijskim otporima R_1 i R_2. Na otpor R_2 paralelno je vezana zavojnica induktiviteta, L. R_{el} u krugu predstavlja otpor elektrolita tj. fiziološke otopine. Prema predloženom krugu ukupnu impedanciju (uključujući i Faradaysku impedanciju, Z_f) određuju veličine R_1, R_2, C i L. Karakteristične veličine Z_f su otpor prijenosu naboja R_{ct} i polarizacijski otpor R_p. Otpor R_{ct} odgovara sumi $R_1 + R_2$, dok je R_p u predloženom ekvivalentnom krugu određen veličinom R_1. Kapacitet, C, se pridružuje debljini i dielektričnim osobinama oksidnog filma te elektrokemijskog dvosloja na površini mrežice (Po modelu pločastog kondenzatora kapacitet je obrnuto proporcionalan debljini) (21,22).

Kompjuterskim podešavanjem mjerene frekvencijske ovisnosti impedancije s teorijskom funkcijom impedancije za predloženi ekvivalentni krug određene su veličine elektrodne impedancije, a dobivene vrijednosti su prikazane u tablici 5.1.

Tablica 5.1. Optimalne vrijednosti parametara ekvivalentnog kruga sa slike 4.1 za sustav TiO_2-mrežica /fiziološka otopina pri 37°C

t (sati/dani)	R_{el} (Ω)	$C \times 10^8$ (F)	R_1 (MΩ)	*L* (MH)	R_2 (MΩ)
1 h	50.11	15.08	0.61	4.42	2.20
5 h	50.18	14.81	0.62	4.25	2.37
10 h	48.65	14.75	0.65	4.18	2.33
1 d	51.34	14.62	0.68	4.10	2.51
7 d	50.28	14.44	0.73	3.95	2.75
14 d	51.03	14.28	0.74	3.92	2.89
21 d	49.17	14.22	0.77	3.91	3.05
28 d	50.33	14.17	0.78	3.89	3.18
35 d	51.51	14.12	0.79	3.87	3.25

Podaci u tablici pokazuju da vremenom raste otpor prijenosu naboja i polarizacijski otpor, dok se kapacitet (koji je obrnuto proporcionalan debljini) i induktivitet granične površine smanjuju. Ovakav smjer promjena, koji je uočljiviji sa slike 5.2, ukazuje na porast stabilnosti mrežice s vremenom. Također, ne može ostati nezapažena izrazita elektrokemijska stabilnost titanizirane mrežice kroz jedan duži period izlaganja fiziološkoj otopini pH 6.5.



Slika 5.2. Vremenska promjena parametara ekvivalentnog kruga sa slike 4.1 za sustav TiO_2-mrežica /fiziološka otopina pri 37^oC

5.2. Simulirani uvjeti upalnog procesa

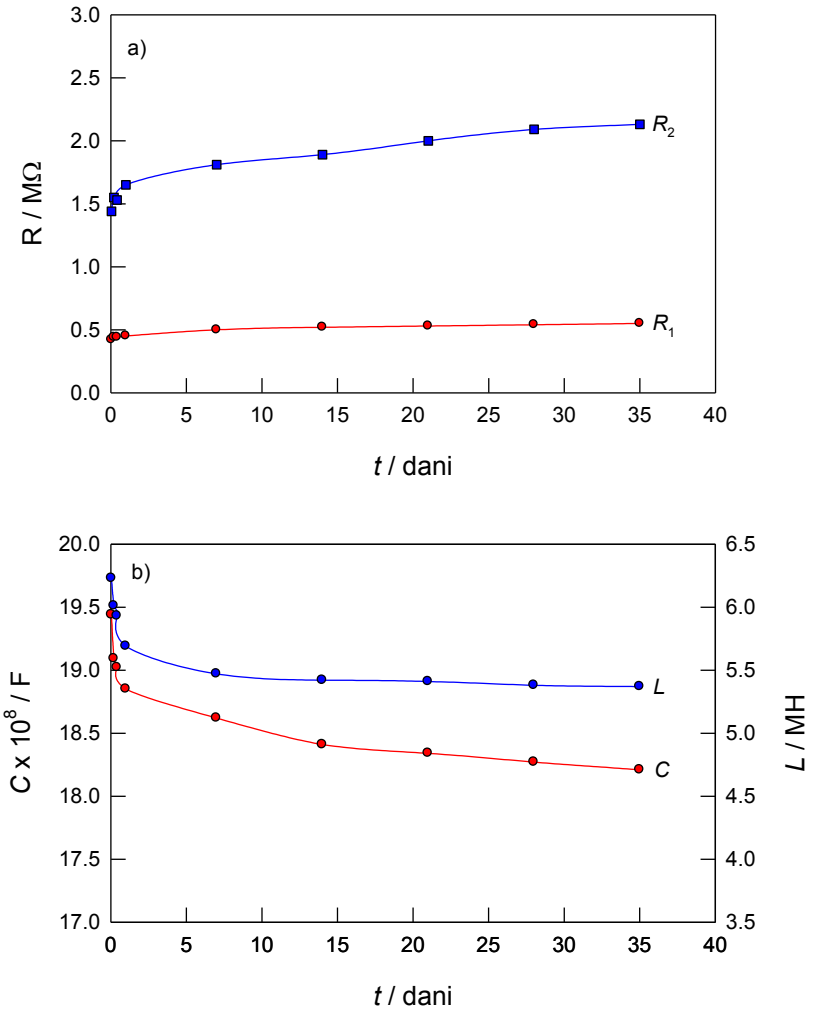
Paralelno s ispitivanjem elektrokemijske stabilnosti u fiziološkoj otopini, proučavana je i stabilnost mrežice u uvjetima koji odgovaraju upalnim procesima u organizmu, kao što je snižena pH vrijednost na 5.5. Stabilnost titanizirane mrežice u navedenim uvjetima ispitana je praćenjem vremenske promjene OCP-a te mjerenjem impedancije kroz vremenski period od 35 dana na 37 ^oC. Rezultati mjerenja prikazani su na slikama 4.1 i 4.3.

Sniženje pH vrijednosti otopine elektrolita, u odnosu na standardnu fiziološku otopinu, uzrokuje kompletno pomicanje OCP-a prema negativnijim vrijednostima (slika 4.1). U ovom slučaju također (nakon početnog rasta te pada potencijala), mrežica postiže stabilnu vrijednost potencijala već nakon 2 sata izlaganja elektrolitu. Stabilnu vrijednost od ≈ -0.20 V (što je za ≈ 100 mV negativnije nego u osnovnom elektrolitu) mrežica zadržava gotovo cijelo vrijeme trajanja eksperimenta.

Rezultati impedancijskih mjerenja (slika 5.3) u otopini snižene pH vrijednosti jako su slični rezultatima dobivenim u standardnoj fiziološkoj otopini. U ovom slučaju također je impedancijski odziv opisan s dvije vremenske konstante (kapacitivne u području visokih frekvencija te induktivne u području niskih frekvencija) te analiziran preko ekvivalentnog kruga na slici 5.1. Dobiveni rezultati prikazani su u tablici 5.2 te na slici 5.3.

Tablica 5.2. Optimalne vrijednosti parametara ekvivalentnog kruga sa slike 5.1 za sustav TiO_2-mrežica /fiziološka otopina (pH 5.5) pri 37°C

t (sati/dani)	R_{el} (Ω)	$C \times 10^8$ (F)	R_1 (MΩ)	*L* (MH)	R_2 (MΩ)
1 h	43.15	19.44	0.42	6.23	1.44
5 h	43.10	19.09	0.44	6.01	1.55
10 h	41.31	19.02	0.44	5.93	1.53
1 d	44.14	18.85	0.45	5.69	1.65
7 d	43.23	18.62	0.50	5.47	1.81
14 d	43.88	18.41	0.52	5.42	1.89
21 d	42.78	18.34	0.53	5.41	2.00
28 d	43.27	18.27	0.54	5.38	2.09
35 d	44.06	18.21	0.55	5.37	2.13



Slika 5.3. Vremenska promjena parametara ekvivalentnog kruga sa slike 4.1 za sustav TiO_2-mrežica /fiziološka otopina (pH 5.5) pri 37°C

Generalno, u odnosu na standardnu fiziološku otopinu, u otopini snižene pH vrijednosti mrežica pokazuje lošija elektrokemijska svojstva (vrijednosti otpora prijenosu naboja i polarizacijskog otpora su manje, a kapaciteta i induktiviteta veći).

Bez obzira na to, interesantno je da mrežica i ovim agresivnijim uvjetima pokazuje izuzetno zadovoljavajuću elektrokemijsku stabilnost koju zadržava kroz duži vremenski period, tj. 35 dana.

5.3. Mrežica s tkivnim ljepilom

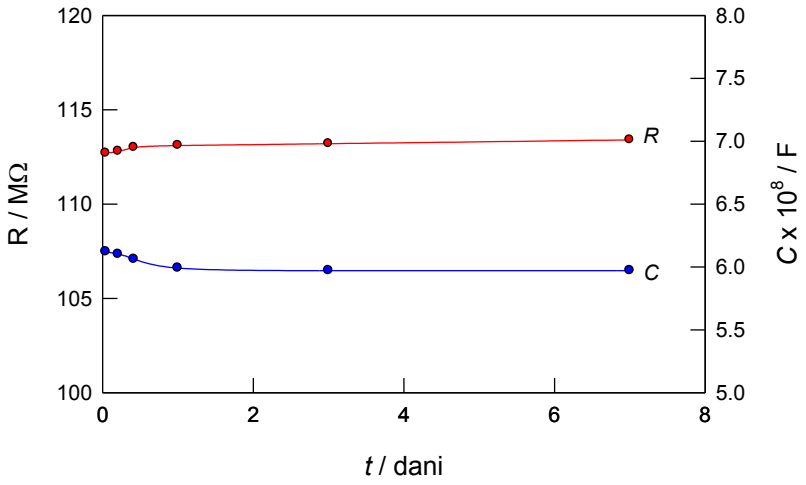
Osnovna uloga mrežice je da omogući jednostavno nanošenje tkivnog ljepila, što omogućava zacjeljivanje kirurških rezova bez primjene šavova.
Iz tih je razloga jedan dio mjerenja proveden u standardnoj fiziološkoj otopini na uzorku titanizirane mrežice na koju je naneseno tkivno ljepilo. Odmah po nanošenju ljepila, mrežica je uronjena u otopinu te su kroz vremenski period od 7 dana na OCP-u snimani impedancijski spektri. Rezultati mjerenja prikazani su na slici 4.4.

Kao što se može vidjeti sa slike, oblik impedancijskog spektra se u ovom slučaju značajno mijenja. Iz dijagrama nestaje induktivna petlja, a sustav pokazuje izrazito kapacitivno ponašanje. Dijametar polukruga i ukupna impedancija sustava praktički ostaju konstantni s vremenom stabilizacije na OCP-u.

Matematičkom analizom Nyquistovih i Bodeovih dijagrama ustanovljeno je da se dobiveni rezultati najbolje mogu opisati ekvivalentnim krugom prikazanim na slici 5.4. U ovoj shemi R_{el} predstavlja otpor elektrolita. Kapacitet, C, se pridružuje debljini i dielektričnim osobinama oksidnog filma te sloju ljepila na površini mrežice, dok R_1 opisuje njihov ukupni otpor. Numeričke vrijednosti za pojedine elemente ekvivalentnog kruga u funkciji vremena dane su u tablici 5.3 i na slici 5.4.

Tablica 5.3. Optimalne vrijednosti parametara ekvivalentnog kruga sa slike 5.4 za sustav TiO_2-mrežica + tkivno ljepilo / fiziološka otopina (pH 6.5) pri 37°C

t (sati/dan)	R_{el} (Ω)	$C \times 10^8$ (F)	R_1 (MΩ)
1 h	66.46	6.12	112.7
5 h	66.56	6.10	112.8
10 h	68.51	6.06	113.0
1 d	68.09	5.99	113.1
3 d	67.79	5.97	113.2
7 d	66.69	5.97	113.4



Slika 5.4. Vremenska promjena parametara ekvivalentnog kruga sa slike 5.4 za sustav TiO_2-mrežica + tkivno ljepilo / fiziološka otopina (pH 6.5) pri 37°C

Uočavaju se izrazito visoke vrijednosti impedancije koje se u osnovi ne mijenjaju s izlaganjem elektrode fiziološkoj otopini. Ovakvo stanje ukazuje na izrazitu stabilnost sustava titanizirana mrežica + tkivno ljepilo / fiziološka otopina.

5.4. Titanizirane mrežice u kirurgiji

Titanizirane kirurške mrežice se koriste u liječenju svih vrsta kila. Titan je metal čije su osnovne osobine otpornost na koroziju, otpornost na visoke temperature te mala elastičnost na sobnoj temperaturi. Ima malu težinu, veliku čvrstoću i lako se obrađuje. Netoksičan je, ne izaziva alergijske reakcije, lako adsorbira bjelančevine iz tkiva. Titanska površina pogodna je za rast i razvoj stanica, a u određenim uvjetima ima i bakteriostatska svojstva. Titan u tijelu prvo ulazi u interakciju sa makrofagima i neutrofilima, potom sa fibroblastima koji ga inkapsuliraju u tijelo. Nakon nekog vremena u tijelu postigne elektrokemijsku stabilnost te u tijelu postane praktički nepromjenjiv u svim uvjetima. Upravo zbog svih tih osobina našao je primjenu u kirurgiji. Koristi se kao sastavni dio više vrsta kirurških implatanata pa tako i mrežice (23).

5.5. Značaj ispitivanja stabilnosti titanizirane mrežice za njenu primjenu u kirurgiji

Titanizirane kirurške mrežice su se razvile da bi povećale biokompatibilnost u tkivu i tako smanjile kroničnu bol i osjećaj nelagode u tijelu, koje su izazivale prethodne mrežice. Randomizirani klinički pokus kod 317 pacijenata pokazao je da oporavak kod pacijenata kojima je ugrađena titanizirana kirurška mrežica traje 4.5 dana dok kod polipropilenske mrežice traje 7 dana. Isto tako je povratak normalnim aktivnostima nakon 7 dana od ugradnje titanizirane mrežice dok je kod pacijenata kojima je ugrađena polipropilenska mrežica u prosjeku trajao 10 dana (17).

U drugom randomiziranom kliničkom pokusu kod 102 pacijenta titanizirana kirurška mrežica je uspoređivana sa srednje teškim i laganim kompozitnim mrežicama. Rezultati su pokazali jednak omjer postoperativnih komplikacija, no kod pacijenata sa ugrađenim titaniziranim kirurškim mrežicama je postoperativna bol bila značajno manja te je povratak svakodnevnim aktivnostima trajao kraće (24).

Primjena titaniziranih kirurških mrežica pokazala se kao najbolje rješenje u liječenju više vrsta kila zbog kraćeg vremena potrebnog za oporavak pacijenta i njegov povratak normalnim aktivnostima.

5.6. Usporedba rezultata sa drugim studijima

Ovo je prvo takvo istraživanje provedeno te nismo bili u mogućnosti usporediti naše rezultate s rezultatima drugih studija.

6. ZAKLJUČAK

Ispitivanja elektrokemijskog ponašanja medicinske titanizirane mrežice u fiziološkoj otopini pri različitim uvjetima ukazuju na:

1. izrazitu stabilnost titanizirane mrežice u standardnoj fiziološkoj otopini (pH 6.5),
2. izuzetno zadovoljavajuću stabilnost u uvjetima koji odgovaraju upalnim procesima u organizmu (snižena pH vrijednost na 5.5),
3. jako veliku stabilnost sustava titanizirana mrežica + tkivno ljepilo / fiziološka otopina (za ovaj sustav izmjerene su izrazito visoke vrijednosti impedancije koje se u osnovi ne mijenjaju s izlaganjem elektrode fiziološkoj otopini).

7. POPIS CITIRANE LITERATURE

1. Bassini E. Nuovo Metodo per la Cura Radicale dell'Ernia Inguinale. Padua: Prosperini, 1889.
2. Sher W, Pollack D, Paulides CA, Matsumoto T. Repair of abdominal wall defects : Goretex vs Marlex grafts. Am Surg 1980;46(11):618-23.
3. Shouldice EE. The treatment of hernia. Ontario: Med Rev, 1953;20:670-84.
4. Gibson LD, Stafford CE. Synthetic mesh repair of abdominal wall defects: follow up and reappraisal. Am Surg 1964;30:481.
5. Bauer JJ, Salky BA, et al. Repair of large abdominal wall defects with expanded polytetrafluoroethylene (PTFE). Ann Surg 1987;206(6):765-69.
6. Shulman AG, Amid PK, Lichtenstein IL. Prosthetic mesh plug repair of femoral and recurrent inguinal hernias: the American experience. Ann R Coll Surg Engl. 1992;74(2):97-9 .
7. Shulman AG, Amid PK, Lichtenstein IL. The safety of mesh repair for primary inguinal hernias: results of 3019 operations from five diverse surgical sources. Am Surg 1992;58(4):255-7.
8. Gilbert AI. Prosthetic adjuncts to groin hernia repair: A classification of groin hernia. Contemp Surg 1988;32:28-32.
9. Gilbert AI. Sutureless repair of inguinal hernia. Am J Surg 1992;163:331-5.
10. Perko Z, Subašić A, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J, Bilan K, et al . Laparoscopic hernia surgery in Clinical Hospital Split: 8. hrvatski kongres endoskopske kirurgije s međunarodnim sudjelovanjem. Zagreb, 2006;3:19.
11. Perko Z, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J, Bilan K, Krnić D, Sršen D, Petričević A. Laparoscopic groin (TAPP) and ventral hernioplasty: A new techniques and devices: 8. kongres endoskopske kirurgije Slovenije s međunarodnim sudjelovanjem. Portorož, 2005;10:36.
12. Velnić D, Čala Z. Endoskopska hernioplastika. Liječnički Vjesnik 1999;121:239-44.
13. Rutkow IM. Demographic and socioeconomic aspects of hernia repair in the United States in 2003. Surg Clin North Am. 2003;83(5):1045–51.
14. The EU Hernia Trialists Collaboration. Repair of groin hernia with synthetic mesh: meta-analysis of RCT. Ann Surg. 2002;235:322–32.
15. Brown CN, Finch JG. Which mesh for hernia repair? . Ann R Coll Surg Engl. 2010;92(4):272-8.

16. Yilmaz B, Ilker A. The search for ideal hernia repair: mesh materials and types, Int. J. Surg. 2012;10(6):317-21.
17. Koch A, Bringman S, Myrelid P, Kald A. Randomised clinical trial of groin hernia repair with titanium-coated lightweight mesh compared with standard polypropylene mesh. Br J Surg. 2008;95(10):1226–31.
18. Klosterhalfen B, Junge K, Klinge U. The lightweight and large porous mesh concept for hernia repair. Expert Rev Med Devices. 2005;2(1):103–17.
19. Bard AJ, Faulkner LR. Electrochemical Methods, Fundamentals and Applications. New York: J. Willey&Sons, 1980.
20. Greef R, Peat R, Peter LM, Pletcher D, Robinson J. Instrumental Methods in Electrochemistry. New York: J. Willey&Sons, 1985.
21. Raisttrick ID. in Impedance Spectroscopy. New York: J. Willey&Sons, 1987.
22. Boukamp BA. Equivalent Circuit. Twente: University of Twente, 1989.
23. Lütjering G , Williams J. Engineering Materials and Processes: Titanium, Springer :Verlag Berlin Heidelberg, 2010.
24. Moreno-Egea A, Carrillo-Alcaraz A, Soria-Aledo V. Randomized clinical trial of laparoscopic hernia repair comparing titanium-coated lightweight mesh and medium-weight composite mesh. Surg Endosc. 2013;27(1):231-9.

8.SAŽETAK

Cilj: Cilj ovoga istraživanja je dokazati elektrokemijsku stabilnost titanizirane kirurške mrežice u fiziološkoj otopini te dokazivanje stabilnosti pri promjeni fizoloških uvjeta.

Metode: U ovom radu je mjerenjem potencijala otvorenog strujnog kruga te primjenom impedancijske spektroskopije ispitana elektrokemijska stabilnost medicinske titanizirane mrežice u standardnoj fiziološkoj otopini (pH 6.5) te fiziološkoj otopini snižene pH vrijednosti (pH 5.5).

Rezultati: Dobiveni rezultati ukazali su na izrazitu stabilnost mrežice u fiziološkoj otopini (pH 6.5) te izuzetno zadovoljavajuću stabilnost u uvjetima koji odgovaraju upalnim procesima u organizmu (snižena pH vrijednost na 5.5).

Zaključak: Ispitivanja mrežice ukazuju na zaključak da je mrežica izuzetno stabilna pri izlaganju fiziološkoj otopini i pH od 6.5 te je pokazala i stabilnost pri uvjetima koji simuliraju upalne procese u organizmu (pH 5.5).

9.SUMMARY

Objective: Objective of this research is to prove electrochemical stability of titanized surgical mesh in saline, and to prove its stability during the changes of physiological conditions as well.

Methods: By measuring potentials of open electric circuit and using impedance spectroscopy, stability of titanized medical mesh was tested in standard saline (pH 6,5), and also in saline with lower pH (pH=5,5).

Results: Results showed outstanding mesh stability in physiological saline (pH 6,5), and exceptionally satisfying stability in conditions that are similar to inflammatory processes in the organism (pH lowered to 5,5).

Conclusion: We can conclude, from the tests, that mesh is exceptionally stable when exposed to saline and pH 6,5, as well when is exposed to conditions that are simulating inflammatory processes in the organism (pH=5,5).

10.ŽIVOTOPIS

OSOBNI PODACI

Ime i prezime: Toma Ujević

Datum i mjesto rođenja: 10.8.1990., Imotski, Republika Hrvatska

Adresa: Put križa 2, 21263 Krivodol, Republika Hrvatska

Mobitel: +385994434949

E-mail adresa: tomaujevic@yahoo.com

Državljanstvo: hrvatsko

ŠKOLOVANJE

1997. - 1998. Osnovna škola "Savski gaj", Zagreb

1998. - 1999. Osnovna škola “Vjekoslav Parać”, Solin

1999. - 2000. Osnovna škola “Plokite”, Split

2000. - 2005. Osnovna škola "Tin Ujević", Krivodol

2005. – 2009. Prirodoslovno matematička gimnazija "dr.Mate Ujević", Imotski

2009. – 2015. Medicinski fakultet Sveučilišta u Splitu